

Docket No. 220415US2S/



#2
BT

4-16-02

RECEIVED
JUL 9 2002
TECHNOLOGY CENTER 2800

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Satoru OHISHI

SERIAL NO: 10/090,746

FILED: March 6, 2002

FOR: X-RAY DIAGNOSTIC APPARATUS AND IMAGE PROCESSOR

GAU: 2882

EXAMINER:

REQUEST FOR PRIORITY

ASSISTANT COMMISSIONER FOR PATENTS
WASHINGTON, D.C. 20231

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number [US App No], filed [US App Dt], is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Provisional Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e).
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

COUNTRY

JAPAN

APPLICATION NUMBER

2001-062031

MONTH/DAY/YEAR

March 6, 2001

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number .
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
(B) Application Serial No.(s)
 - ☐ are submitted herewith
 - ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

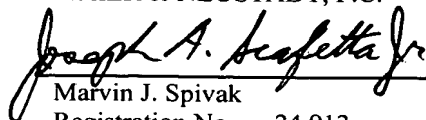
RECEIVED

JUL 10 2002

Technology Center 2600

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.


Marvin J. Spivak
Registration No. 24,913

Joseph A. Scafetta, Jr.
Registration No. 26,803



22850

Tel. (703) 413-3000
Fax. (703) 413-2220
(OSMMN 10/98)



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

10/690,746
RECEIVED
TECHNOL
JUL 10 2002

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されてい
る事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 3月 6日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-062031

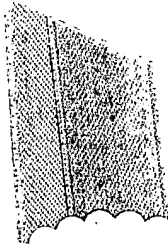
[ST.10/C]:

[JP2001-062031]

出 願 人

Applicant(s):

株式会社東芝



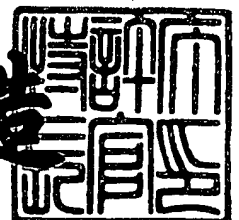
RECEIVED
JUL 10 2002
Technology Center 2600

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2002年 2月15日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2002-3007955

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000005308

【提出日】 平成13年 3月 6日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00
G06F 15/70

【発明の名称】 X線診断装置及び画像処理装置

【請求項の数】 11

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

 【氏名】 大石 悟

【特許出願人】

 【識別番号】 000003078

 【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鈴江 武彦

 【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

 【識別番号】 100084618

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

 【識別番号】 100068814

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線診断装置及び画像処理装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のX線診断画像うちの少なくとも2以上の画像上に、操作者の入力に基づいて所望の位置を特定する手段と、

前記各特定された所望の位置に基づいて、前記複数の画像の残りの画像において前記所望の位置に対応する対応位置を求める手段と、

前記各画像上において、前記各所望の位置及び前記各対応位置を当該各画像上の画像中心にシフトする画像処理手段と、

を具備することを特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記各残りの画像上の前記対応位置は、少なくとも前記各特定された所望の位置、各画像に対応する撮影系の角度、X線源とX線検出器受像面との間の距離、検出器サイズの少なくとも一つに基づいて決定されることを特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

【請求項 3】

前記対応位置を求める手段は、前記所望の位置を特定する各画像の撮影時におけるX線源の各焦点位置と、前記各画像における前記各特定された所望の位置とを結ぶ各直線に基づいて診断対象の三次元位置を求め、当該三次元位置を前記複数の画像の残りの画像のそれぞれに投影することで、前記各対応位置を求めることを特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

【請求項 4】

前記シフト処理後のX線診断画像の表示範囲を所定形状のシャッタにて調節する表示範囲調節手段をさらに具備することを特徴とする請求項1乃至請求項3のうちいずれか一項記載のX線診断装置。

【請求項 5】

前記所定の形状は、任意の形状に設定可能であること特徴とする請求項4記載のX線診断装置。

【請求項 6】

連続的に表示することで動画像を構成する複数の画像うち少なくとも 2 以上の画像上に、操作者が注目領域を指定するための指定手段と、

前記指定された注目領域の位置に基づいて、前記複数の画像の残りの画像において前記注目領域に対応する対応領域を求める手段と、

前記各画像上において、前記各注目領域及び前記各対応領域を当該各画像上の画像中心にシフトする画像処理手段と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 7】

前記対応領域を求める手段は、指定された前記各注目領域に基づいて、前記動画像において前記注目領域が描く軌跡を関数によって算出し、当該当該に基づいて前記各残りの画像上の前記対応領域を求めることを特徴とする請求項 6 記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記対応領域を求める手段は、マニュアル操作によって前記関数を切り換える手段を有することを特徴とする請求項 7 記載の画像処理装置

【請求項 9】

前記対応領域を求める手段は、操作者によって指定される前記注目領域の数に応じて使用する関数を選択することを特徴とする請求項 7 記載の画像表示方式。

【請求項 10】

前記シフト処理後の画像の表示範囲を所定形状のシャッタにて調節する表示範囲調節手段をさらに具備することを特徴とする請求項 6 乃至請求項 9 のうちいずれか一項記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記所定の形状は、任意の形状に設定可能であること特徴とする請求項 10 記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、画像処理装置に関し、特にX線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

複数の画像を連続的に表示することで動画像を表示する際、観察の目的となる領域（以下、「注目領域」と称する）が画像内で左右に動く等注目領域が移動する形態で観察されることがある。特に、撮影系若しくは対象のどちらかが回転することにより撮影された画像の場合、対象が回転中心になれば左右に移動して表示される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、人間の特性として、大きく動いているものの観察は動いていないものの観察に比べ、その観察力・集中度が異なることは周知の事実である。従って注目領域が大きく動くような掲記動画像を観察すると、必然的に注目領域の観察力・集中度は落ちてしまい、作業効率の低下や診断能力の低下を招くことになる。

【0004】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、注目領域が常に画像中心に表示されるようになり、注目領域を観察力を高いレベルに保ったまま、または集中度を保ったまま観察できる画像表示装置及びX線診断装置を提供することを目的としている。

【0005】

本発明の第1の視点は、複数のX線診断画像うちの少なくとも2以上の画像上に、操作者の入力に基づいて所望の位置を特定する手段と、前記各特定された所望の位置に基づいて、前記複数の画像の残りの画像において前記所望の位置に対応する対応位置を求める手段と、前記各画像上において、前記各所望の位置及び前記各対応位置を当該各画像上の画像中心にシフトする画像処理手段とを具備することを特徴とするX線診断装置である。

【0006】

本発明の第2の視点は、連続的に表示することで動画像を構成する複数の画像うち少なくとも2以上の画像上に、操作者が注目領域を指定するための指定手段と、前記指定された注目領域の位置に基づいて、前記複数の画像の残りの画像において前記注目領域に対応する対応領域を求める手段と、前記各画像上において、前記各注目領域及び前記各対応領域を当該各画像上の画像中心にシフトする画像処理手段とを具備することを特徴とする画像処理装置である。

【0007】

以上述べた構成によれば、注目領域が常に画像中心に表示されるようになり、注目領域を観察力を高いレベルに保ったまま、又は集中度を保ったまま観察できる画像表示装置及びX線診断装置を実現することができる。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第1実施形態～第3実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0009】

(第1の実施形態)

第1の実施形態は、本発明に係る技術的思想をX線診断装置に適用した例である。

【0010】

図1は、本発明に係るX線診断装置10の概略構成を示した図である。また、図2は、X線診断装置10の外観を示した図である。

【0011】

図1に示すように、X線診断装置10は、高電圧発生装置11、X線発生部12、X線検出器14、Cアーム型保持装置16、高電圧発生装置I/F20、絞りI/F22、検出器I/F24、CアームI/F26、CPU28、画像メモリ30、位置検出部32、LUT34、AFFINE変換部36、ビデオ信号変換部38、入力装置40、TVモニタ42を具備している。

【0012】

高電圧発生装置 11 は、X線発生部 12 に高電圧を供給する装置であり、高電圧変圧器、フィラメント加熱変換器、整流器、高電圧切替器等から成る。

【0013】

X線発生部 12 は、被検体に対し X線を曝射する X線管球 121 と、当該 X線管球 121 から曝射された X線をコリメートする X線絞り装置 123 を有している。X線管球 121 は、X線を発生する真空管であり、高電圧発生装置 11 で発生された高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることで X線を発生させる。X線絞り装置 123 は、X線管球 121 と被検体の間に設けられ、X線管球の X線焦点から曝射された X線ビームを所望の受像サイズに絞り込む絞り装置である。X線を絞るのは、X線診断装置による診断時において、被検体の余分な被曝の防止或いは表示された画像をより見やすくする等のためである。

【0014】

X線検出器 14 は、比較的厚さが薄く検出面が平面状である X線平面検出器か、或いは I. I. (イメージ・インテンシファイア) 及び光学系等によって構成されている。X線平面検出器は、被検体を透過した X線を光電膜に当てることで電子正孔を生成し、これを半導体スイッチにおいて蓄積し、電気信号として読み出すことで X線信号を検出するものである。また、I. I. は、被検者を透過した X線情報を X線を入力蛍光面で光学情報に変換し、さらに当該光学情報に基づいて生成された光電子を出力蛍光面に衝突させて高輝度光学画像を生成する。

【0015】

X線発生部 12 と X線検出器 14 は、Cアーム 160 の両端部に対向配置され固定保持されている (図 2 参照)。

【0016】

Cアーム型保持装置 16 は、Cアーム 160、当該 Cアーム 160 をスライド可能に保持するホルダ 162、ホルダ 162 を支持するためのホルダ支柱部 164 から成る (図 2 参照)。

【0017】

Cアーム 160 の一端には X線発生部 12 が、他端には X線検出部 14 がそれぞれ設けられており、双方は被検体を介した対向配置にて固定保持される (図 1

参照)。また、Cアーム160の背面または側面にはレールが設けられており、ホルダ162に設けられたローラで挟み込むことにより当該Cアーム160はスライド可能になっている。このような構造によって、任意の光軸角度によるX線画像の取得が可能である。

【0018】

高電圧発生装置I/F20は、X線発生のためのCPU28からの制御信号を、高電圧発生装置11に転送するインタフェースである。

【0019】

X線絞りI/F22は、CPU28からの絞り動作・移動動作に関する制御信号を所定の信号列に変換し、X線絞り装置123へ送信の送信を行う。

【0020】

また、X線絞りI/F22は、X線絞り装置123の回転機構部からの位置情報をCPU28に送信する。

【0021】

検出器I/F24は、X線検出器14によってデジタル変換されたデジタル透視画像データを入力し、CPU28や画像メモリ30等に転送する。

【0022】

また、検出器I/F24は、CPU28からの検出動作・移動動作に関する制御信号を所定の信号列に変換し、X線絞り装置123へ送信の送信を行う。

【0023】

さらに、検出器I/F22は、X線検出器14の回転機構部からの位置情報をCPU28に送信する。

【0024】

CPU28は、X線透視画像データの収集に関する制御、及び収集した画像データの画像処理に関する制御を行う中央処理装置である。

【0025】

画像メモリ30は、検出部インタフェース24からのデジタル透視画像データを入力し、フレーム毎に記憶、或いは、別途撮影された複数のX線診断画像データを記憶する記憶部である。

【 0 0 2 6 】

位置推定部 3 2 は、検出器サイズ、C アーム 1 6 0 の角度、S I D (X 線発生部 1 2 の X 線源と検出部 1 4 との間の距離) 等の情報に基づいて、例えば後述する形態にて X 線診断画像上の所定の位置に関する推定を行う。

【 0 0 2 7 】

L U T (L o o k U p T a b l e) 3 4 は、予め入力値と出力値との変換対応テーブルに基づいて階調変換する。

【 0 0 2 8 】

A F F I N E 変換部 3 6 は、表示画像に対して平行移動、拡大、縮小、回転等 (すなわち、アフィン変換) を施す変換部である。なお、以下の説明では、当該アフィン変換にて表示画像を移動する操作を「シフト」と称する。

【 0 0 2 9 】

なお、当該 A F F I N E 変換部 3 6 及び位置推定部 3 2 が実行する処理は、C P U 2 8 が実行する構成であってもよい。

【 0 0 3 0 】

ビデオ信号変換部 3 8 は、入力した X 線透視画像データの信号列を、ビデオフォーマットのラスタ信号列に変換する。

【 0 0 3 1 】

入力装置 4 0 は、キーボードや各種スイッチ、マウス等を備えた入力装置であり、画像選択や後述する位置情報を入力する際に使用される。

【 0 0 3 2 】

T V モニタ 4 2 は、ビデオ信号変換部 3 2 により生成された再構成透視画像データを表示する。

【 0 0 3 3 】

次に、本 X 線診断装置 1 0 によって実行される、X 線画像シフト処理、及び当該シフト処理後の画像表示について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 3 4 】

(シフト処理前の動画像表示)

まず、画像メモリ 3 0 に記録された回転撮影に係る画像を、シフト処理を行わ

ずにTVモニタ42上に連続表示する場合について説明する（すなわち、通常の回転表示形態である）。ここで回転撮影とは、撮影系若しくは対象を回転させながら撮影を行う撮影法であり、例えば循環器用のX線診断装置10であれば、略C型のアーム160を回転させながら撮影することによって複数のX線画像を取得する撮影法である。

【0035】

なお、回転撮影に係る画像に限らず、複数の画像の連続表示を観察した場合、診断対象があたかも移動（例えば、規則的或いは不規則的な動き、振動、回転等）している形態で観察しうる連続画像表示は、一般に「動画像表示」と称されることがある。この動画像表示によれば、例えば回転撮影に係る血管のDSA画像を連続表示する場合であれば、当該血管をあたかも回転移動させている様な形態にて表示すること（以下、「疑似回転表示」と称する。従って、「疑似回転表示」は、「動画像表示」の特別な場合である。）が可能である。

【0036】

図3（a）は、360度回転撮影によって得られた、血管に関する複数のDSA画像（Desital Subtraction Angiography画像）を模式的に示している。

【0037】

同図に示したDSA画像を、画像aから画像zまでを順番に所定の時間間隔でTVモニタ42に表示した場合、観察者には、例えば図3（b）に示したように血管があたかも画像中心で回転する形態にて観察することが可能である。

【0038】

ここで重要な点は、上記疑似回転表示が正しく実現されるためには、回転対象としての診断対象が、画像中心に位置していなければならないことである。すなわち、疑似回転表示では、回転撮影に係る複数のDAS画像が連続表示されるので、各DAS画像に表示された診断対象（図3では、造影された血管）が画像中心に位置しなければ、当該診断対象は、あたかも上下左右に移動している形態にて表示されることになる。

【0039】

図 4 (a) は、360 度回転撮影によって得られた複数の DSA 画像であって、診断対象としての血管が画像中心に位置していない画像群を、模式的に示している。

【0040】

同図に示した DSA 画像を、画像 A から画像 E までを順番に所定の時間間隔で TV モニタ 42 に表示した場合、観察者には、例えば図 4 (b) に示したように、血管が画像中心の周りを回転する形態にて観察されることになる。その結果、必然的に観察力・集中度は落ちてしまい、作業効率の低下や診断能力の低下を招くことになる。

【0041】

(X線画像シフト処理)

次に、適切な疑似回転表示を可能とするために、本発明に係る X 線診断装置 10 によって実行される X 線画像シフト処理について、図 5 を参照しながら説明する。

【0042】

図 5 は、X 線画像シフト処理の流れを示すフローチャートである。

【0043】

同図において、例えば一旦疑似回転表示した場合に診断対象が画像内を移動するようであれば、入力装置 40 にて「Centering」ボタンを ON にする (ステップ S1)。当該処理によって、本装置は、シフト処理実行モードへと移行する。

【0044】

次に、注目領域を指定するためのステップ S2 に移行して、次の処理が行われる。なお、「注目領域」とは、疑似回転表示等の動画像表示において、観察者が画像中心にて回転表示させようとする画像 (今の場合、DSA 画像) 内の所定領域である。従って、本実施形態での注目領域としては、例えば血管に形成された腫瘍のサイズ程度の領域等が考えられる。しかしながら、注目領域は、後述する様にシフト処理の基準となるものであるから、点 (例えば、カーソルによって指定された一点) であってもその目的を果たすことができる。以下、簡単のため当

該ステップS2においては、注目領域として一点を指定したものとする。

【0045】

まず、回転撮影に係る複数のDSA画像のうち、例えば第一フレーム画像（一枚目に撮影されたフレーム画像）と当該第1フレーム画像から最も垂直な角度に近いフレーム画像を並べて表示する。例えば、図4では、第一フレーム画像と画像A、或いは画像Aと画像Bとの組み合わせが考えられる。

【0046】

次に、入力装置40によって、例えば画像A上の注目領域を最初に指定する。すると、並べて表示された画像B上に、当該画像A上の注目領域に基づくエピポーララインLが表示される。

【0047】

図6は、エピポーラライン及び後述する位置推定処理を説明するための図である。同図において、P1は画像A上に指定された注目領域を、P2は画像B上に指定された注目領域を、それぞれ示している。またVは、診断対象として血管（動脈瘤）を示している。

【0048】

図6において、画像A上の注目領域P1と、当該画像Aの撮影時におけるX線管球121の焦点位置を結ぶ線 L_A を考える。この直線 L_A を、フレーム画像Bを撮影した位置にあるX線管球121で画像B上に投影した線Lが、直線 L_A に関するエピポーララインLである。

【0049】

次に、画像B上の注目領域として、エピポーララインL上の所定位置P2を指定する。これは、診断対象とする動脈瘤は、必ずこのエピポーララインL上にあるはずだからである。

【0050】

次に、位置検出部32は、残りの各DSA画像上の注目領域の位置を推定する処理を行う（ステップS3）。この位置推定処理は、上記各フレーム画像上で指定された各注目領域と、SID、受像面サイズ、各DSA画像毎のCアーム160の角度情報等の少なくとも一つに基づいて、例えば次の様にして実行される。

【 0 0 5 1 】

すなわち、まず位置検出部 3 2 は、図 6 に示すように、画像 B 上の注目領域 P 2 と、当該画像 B の撮影時における X 線管球 1 2 1 の焦点位置を結ぶ直線 L_B を算出し、直線 L_A と直線 L_B との交点 C を算出する。この交点 C は、現実には被検体内に存在する診断対象（動脈瘤）の三次元位置と対応している。なお、ここでは交点を求めているが、実際には指定ずれなどにより、交点が存在しないことが多い。その場合、 L_A と L_B の最も近づく点の中点として算出する。

【 0 0 5 2 】

続いて、位置検出部 3 2 は、残りの D S A 画像のそれぞれに対して、交点 C と各画像の撮影時における X 線管球 1 2 1 の各焦点位置とを結ぶ直線を求めることで、交点 C を各 D S A 画像上に投影する。この交点 C の投影位置が、残りの各 D S A 画像において注目領域と推定された位置となる。こうして得られた各 D S A 画像における注目領域情報は、位置テーブル（第 1 フレーム画像から最終フレーム画像までにに関する注目領域の位置）として、A F F I N E 変換部 3 6 に自動的に転送される。

【 0 0 5 3 】

次に、A F F I N E 変換部 3 6 は、各 D S A 画像に対して、上記位置テーブルに基づいて注目領域を画像中心にシフトさせる A F F I N E 変換を施す（ステップ S 4）。その結果、例えばシフト前の各 D S A 画像を図 4（a）の形態だとすれば、当該 A F F I N E 変換処理によって図 3（a）に示した様に注目領域が画像中心にシフトされた画像とすることができる。

【 0 0 5 4 】

シフト後の各 D S A 画像は、L U T 3 4 にて階調変換を受けた後、T V モニタ 4 2 にて連続表示される（ステップ S 5）。

【 0 0 5 5 】

また、本実施例では X 線装置での回転撮影についてのみ記述しているが、本発明はそれにとらわれることなく、いかなる回転撮影系で撮影したものも含む趣旨である。

【 0 0 5 6 】

以上述べた X 線診断装置は、連続表示することで動画像を構成する複数の静止画像のうち、一部（少なくとも 2 枚）の画像に対して所望の領域（例えば、特に注目したい注目領域）を特定し、残りの画像については、幾何学的計算等により当該注目領域に対応する対応領域を推定し、各画像において各注目領域又は各対応領域を各画像中心にシフトする構成となっている。従って、シフト後の画像によって連続表示を行えば、注目領域が常に画像中心に表示されるようになり、視点の移動を必要としない。その結果、観察者は、注目領域を観察力を高いレベルに保ったまま、または集中度を保ったまま観察することができる。

【 0 0 5 7 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

【 0 0 5 8 】

第 2 の実施形態は、本発明を一般的な画像処理装置に適用した例である。本実施形態と第 1 の実施形態との間で大きく異なる点は、注目領域の推定法にある。すなわち、第 1 の実施形態では X 線診断装置への適用であったため、撮影系に関する情報（例えば、上述の如く S I D、受像面サイズ、C アーム 1 6 0 の角度等の情報）に基づいて各 D S A 画像上の注目領域を推定することができた。しかしながら、X 線診断装置の様な特定の撮影系を持たない画像処理装置において、連続表示することで動画像を構成する複数の画像に対して上記シフト処理を施す場合には、他の方法による位置推定が必要となる。以下、位置推定処理に重きを置いて、第 2 の実施形態を説明する。

【 0 0 5 9 】

図 7 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置 6 0 の概略構成を示した図である。

【 0 0 6 0 】

画像メモリ 3 0 には、動画像を構成する複数の静止画像データが格納されている。

【 0 0 6 1 】

位置推定部 3 2 は、後述する方法にて注目領域が撮影時に描く軌跡を算出し、

当該軌跡に基づいて各画像上の注目領域を推定する。

【 0 0 6 2 】

(画像シフト処理)

次に、適切な疑似回転表示を可能とするために、本発明に係る画像処理装置 60 によって実行される画像シフト処理について説明する。なお、本画像処理装置 60 が実行するシフト処理の流れは、図 5 に示したフローチャートと略同様であるから、同図を援用して以下説明する。

【 0 0 6 3 】

図 5 において、例えば一旦動画像表示した場合に観察対象が画像内を移動するようであれば、入力装置 40 にて「Centering」ボタンを ON にする（ステップ S1）。当該処理によって、本装置は、シフト処理実行モードへと移行する。

【 0 0 6 4 】

次に、注目領域を指定するためのステップ S2 に移行して、次の処理が行われる。

【 0 0 6 5 】

まず、例えば全フレーム画像数のうち、第一フレーム、全体の 1 / 3 の位置にあるフレーム画像、全体の 2 / 3 の位置にあるフレーム画像、最終フレーム画像のように、初期設定として予め選択されている複数のフレーム画像を並べて表示する。例えば、対象とする画像群が 180 フレームの画像群であれば、第 1 フレームの画像、60 フレーム回の画像、120 フレーム回の画像、180 フレーム回の最終画像がそれぞれ前記選択される画像に対応する。

【 0 0 6 6 】

次に、入力装置 40 によって、並べて表示された各フレーム画像上に注目領域を指定する。各画像上における注目領域の位置情報は、位置推定部 32 に自動的に転送される。

【 0 0 6 7 】

位置推定部 32 は、当該位置情報を元に撮影時の注目領域の軌跡を算出し、注目領域が指定されていない残余のフレーム画像での注目領域の位置を補間によ

て算出することで、位置推定処理を実行する（ステップ S 3）。

【 0 0 6 8 】

この算出算出された各画像の注目領域に関する位置情報は、位置テーブル（フレーム 1 から最終フレームまでの注目領域の位置）としてまとめられ A F F I N E 変換部 3 6 に転送される。

【 0 0 6 9 】

なお、上記注目領域の軌跡の算出としては、例えば高次近似関数（例えば、三次関数近似等）、B - S p l i n e、B e z e i r 関数等の特殊関数等によって、指定した各注目領域が満足する関数を求める方法が考えられる。

【 0 0 7 0 】

次に、A F F I N E 変換部 3 6 は、各画像に対して、上記位置テーブルに基づいて注目領域を画像中心にシフトさせる A F F I N E 変換を施す（ステップ S 4）。その結果、例えばシフト前の各 D S A 画像を図 4（a）の形態だとすれば、当該 A F F I N E 変換処理によって図 3（a）に示した様に注目領域が画像中心にシフトされた画像とすることができる。

【 0 0 7 1 】

シフト後の各 D S A 画像は、L U T 3 4 にて階調変換を受けた後、T V モニタ 4 2 にて連続表示される（ステップ S 5）。

【 0 0 7 2 】

以上述べたシフト処理によって、任意の運動を表示する際、常に注目領域を画像中心に表示することが可能となり、観察力レベル又は集中度を高く保ったまま診断画像を観察できるようになる。

【 0 0 7 3 】

（実施例 1）

次に、本画像処理装置 6 0 の臨床への具体的な適用例を説明する。

【 0 0 7 4 】

例えば、冠状動脈の狭窄（血管の弁が狭くなっていること。）等は、心拍による動きによって観察しづらい場合がある。

【 0 0 7 5 】

図8 (a)、(b)は、撮影系及び観察対象を移動させないで撮影した冠状動脈に関する複数の診断画像のうちの、二つの診断画像を示した図である。図8 (a)は、心拍によって冠状動脈が拡張した状態を示しており、図8 (b)は心拍によって冠状動脈が収縮した状態を示している。これらの図に基づいて、移動する冠状動脈の狭窄を本装置60によるシフト処理によって観察しやすくする例を説明する。

【0076】

冠状動脈（心血管）は心拍に同期して動くことから、本実施例では、次に示す関数によって各画像における注目領域（ $x_1(t)$ ， $y_1(t)$ ）の位置を推定する。

【0077】

【数1】

$$\begin{cases} x_1(t) = a_0 + \sum_{n=1}^N a_n \cos \frac{2\pi n t}{T_1} + \sum_{n=0}^N b_n \sin \frac{2\pi n t}{T_1} \\ y_1(t) = c_0 + \sum_{n=1}^N c_n \cos \frac{2\pi n t}{T_1} + \sum_{n=0}^N d_n \sin \frac{2\pi n t}{T_1} \end{cases} \quad \dots(1)$$

【0078】

ここで、 T_1 は心拍の周期をあらわし、心電図から得ることができる。また、本実施例では、説明を解りやすくするため、 $N=1$ の場合を考える。

【0079】

上記式(1)は、 $N=1$ とした場合、 a_0 、 a_1 、 b_1 、 c_0 、 c_1 、 d_1 の6つの未知数を持つ。従って、3つの注目領域の座標を与えることで、式1を一意的に決定することができ、注目領域を時刻 t の関数として把握することができる。従って、入力装置40により異なる3枚の画像について注目領域を指定することで、各画像における注目領域の位置を推定することができる。

【0080】

注目領域の軌跡は時刻 t の関数として把握されるから、撮影された複数の診断

画像の時間情報と対応させることにより、各画像の注目領域を推定することができる。推定された各注目領域は、上述した内容に従って画像中心へとシフトされる。

【0081】

なお、上記例では6つの未知数を決定するために必要な情報として最低3点を与えたが、精度向上の観点から、さらに多くの注目領域の座標に基づいて式(1)を一意的に決定する構成であってもよい。

【0082】

(実施例2)

次に、本画像処理装置60の臨床への具体的な他の適用例を説明する。

【0083】

例えば、横隔膜付近の腫瘍の観察を試みる場合、呼吸によって横隔膜は移動することから当該腫瘍も呼吸に同期して動くことになり、観察しづらいことがある。

【0084】

図9(a)、(b)は、撮影系及び観察対象を移動させないで撮影した横隔膜近傍関する複数の診断画像のうちの、二つの診断画像を示した図である。図9(a)は、呼吸によって横隔膜が上がった状態を示しており、図9(b)は呼吸によって横隔膜が下がった状態を示している。これらの図に基づいて、横隔膜付近の腫瘍が呼吸による移動で観察が困難な場合に、本装置60によるシフト処理によって観察しやすくする例を説明する。

【0085】

横隔膜及び腫瘍は、呼吸に同期して動くことから、本実施例においては次に示す関数によって各画像における注目領域($x_2(t)$, $y_2(t)$)の位置を推定することができる。

【0086】

【数 2】

$$\left\{ \begin{array}{l} x_2(t) = e_0 + \sum_{n=1}^N e_n \cos \frac{2\pi n t}{T_2} + \sum_{n=1}^N f_n \sin \frac{2\pi n t}{T_2} \\ y_2(t) = g_0 + \sum_{n=1}^N g_n \cos \frac{2\pi n t}{T_2} + \sum_{n=1}^N h_n \sin \frac{2\pi n t}{T_2} \end{array} \right. \quad \dots (2)$$

【0087】

なお、 T_2 は呼吸の周期をあらわす。 T_2 の具体的な値は、動画像の横隔膜の動き、或いは患者の腹部に圧力センサを取り付けた圧迫帯を巻き、当該センサによって検出される値に基づいて得ることができる。

【0088】

式(2)は、式(1)と同様の形であるから、上述した実施例1の手順に従えば式(2)を一意的に決定することができ、また、各画像の注目領域の位置を推定することができる。

【0089】

(変形例)

次に、本画像処理装置60の変形例について説明する。

【0090】

(1) 上記説明では、入力装置40で注目領域を指定するフレーム画像数は固定となっている。しかし、任意に変更可能な構成であることが好ましい。

【0091】

また、注目領域の軌跡を求める近似関数は、数種類の関数の中から任意に選択可能としても良い。この場合、その選択方法は、例えば表示ウィンドウのツールバーの中に[FUNCTION]ボタンが存在し、そのボタンのプルダウンメニューとして数種類の関数が存在し、その中から目的の関数を選択することにより、その関数が位置推定用の関数として選択される。この時メニュー上では選択された関数にはチェックが付いていて、現在何が位置推定用の関数として選択されているかが一目で分かるような構成が望ましい。

【 0 0 9 2 】

また、選択した関数に応じて、注目領域を指定するフレーム画像数を変更する構成であってもよい。これは、近似する関数に必要な最低画像数は、選択する関数によって異なる場合が考えられるからである。

【 0 0 9 3 】

(2) 上記(1)の如く所望の関数をマニュアルで選択する構成とせず、次に述べるように、所定の条件により自動的に関数が選択される構成であってもよい。

【 0 0 9 4 】

例えば、上記説明のようにして動画表示した結果、注目領域が一部分画像中心から外れ、観察がし難い場合を想定する。このとき、画像中心から外れた位置に注目領域が表示されている画像にて動画表示を停止させ、当該画像上で改めて注目領域の位置指定を行う。その指定操作は、通常の注目領域の指定操作と区別するため、例えば[SHIFT]キーを押しながら位置を指定するようにする。

【 0 0 9 5 】

当該操作を受けて、CPU28は、注目領域の位置が追加されたと判断し、その新たに入力された注目領域及び既に入力されている注目領域の全てを用いて再度位置推定を行う様に、位置推定部32を制御する。この時、[FUNCTION]に例えば高次近似が選択されていれば、三次関数を四次関数に、さらに注目領域の点指定が追加されれば順次次数を上げて行き、高次近似を行うことで具体的な近似関数を決定することができる。

【 0 0 9 6 】

以上述べた画像処理装置は、連続表示することで動画像を構成する複数の静止画像のうち、一部(少なくとも2枚)の画像に対して注目領域を特定し、残りの画像については、解析的手段等により当該注目領域に対応する対応領域を推定し、各画像において各注目領域又は各対応領域を各画像中心にシフトする構成となっている。従って、シフト後の画像によって連続表示を行えば、注目領域が常に画像中心に表示されるようになり、視点の移動を必要としない。その結果、観察者は、注目領域を観察力を高いレベルに保ったまま、または集中度を保ったまま観察することができる。

【0097】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。

【0098】

第3の実施形態は、第1及び第2の実施形態に係るいずれの装置にも適用可能なものであって、動画像表示においてさらに観察を容易にする構成を有する装置である。

【0099】

すなわち、第1及び第2の実施形態においては、シフト後の各画像の全体を連続表示することで動画像表示を行っている。従って、各画像において、注目領域を含む観察対象以外の領域すなわち関心のない画像領域をも表示されることになり、集中力や観察力の低下を招く場合がある。

【0100】

これに対し、本実施形態に係る装置は、各画像において、注目領域からある一定範囲のみを表示するように表示範囲を絞る構成を有している。例えば、その一定範囲は長方形でも良いし、円でも良い。その形状、大きさは表示ウィンドウのツールバーの中に「Shutter」ボタンが存在し、そのボタンのプルダウンメニューとして円、長方形などの数種類の形が存在し、その中から目的の形を選択することにより、その形の内で画像は表示される。

【0101】

図10は、正方形を選択した場合に表示される動画像表示された血管を、模式的に示した図である。同図に示すように、不要な領域をマスキングし、画像中心にて血管が回転表示されるようになり、視点の移動を行うことなく高い集中度・観察力で画像を観察することができる。

【0102】

なお、形を選択すると別のウィンドウが表示され、当該別のウィンドウでその大きさを指定することができる。例えば、一定領域の大きさにデフォルト値（例えばマトリックスサイズの1/2）が設定されており、その値を直接書き換えるか、アップ/ダウンキーを押すことにより、値を増減できる。なおこの場合、画

像上には指定されている枠（枠線のみ）が重ねて表示されており、一定範囲が明確に分かるようになっていることが好ましい。

【0103】

なお、本願発明は上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその趣旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも1つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明に係るX線診断装置10の概略構成を示した図である。

【図2】

図2は、X線診断装置10の外観を示した図である。

【図3】

図3（a）は、360度回転撮影によって得られた、血管に関する複数のDSA画像を模式的に示している。図3（b）は、図3（a）に示した複数のDSA画像を連続表示した場合の診断対象の形態を、模式的に示している。

【図4】

図4（a）は、360度回転撮影によって得られた複数のDSA画像であって、診断対象としての血管が画像中心に位置していない画像群を、模式的に示している。図4（b）は、図4（a）に示した複数のDSA画像を連続表示した場合の診断対象の形態を、模式的に示している。

【図5】

図5は、X線画像シフト処理の流れを示すフローチャートである。

【図6】

図 6 は、エピソードライン及び後述する位置推定処理を説明するための図である。

【図 7】

図 7 は、本発明に係る画像処理装置 6 0 の概略構成を示した図である。

【図 8】

図 8 (a) は、心拍によって冠状動脈が拡張した状態を示している。図 8 (b) は心拍によって冠状動脈が収縮した状態を示している。

【図 9】

図 9 (a) は、呼吸によって横隔膜が上がった状態を示している。図 9 (b) は呼吸によって横隔膜が下がった状態を示している。

【図 1 0】

図 1 0 は、正方形を選択した場合に表示される動画像表示された血管を、模式的に示した図である。

【符号の説明】

- 1 0 … X 線診断装置
- 1 1 … 高電圧発生装置
- 1 2 … X 線発生部
- 1 4 … X 線検出器
- 1 6 … C アーム型保持装置
- 2 0 … 高電圧発生装置 I / F
- 2 2 … 絞り I / F
- 2 4 … 検出器 I / F、
- 2 6 … C アーム I / F
- 2 8 … C P U
- 3 0 … 画像メモリ
- 3 2 … 位置検出部
- 3 4 … L U T
- 3 6 … A F F I N E 変換部
- 3 8 … ビデオ信号変換部

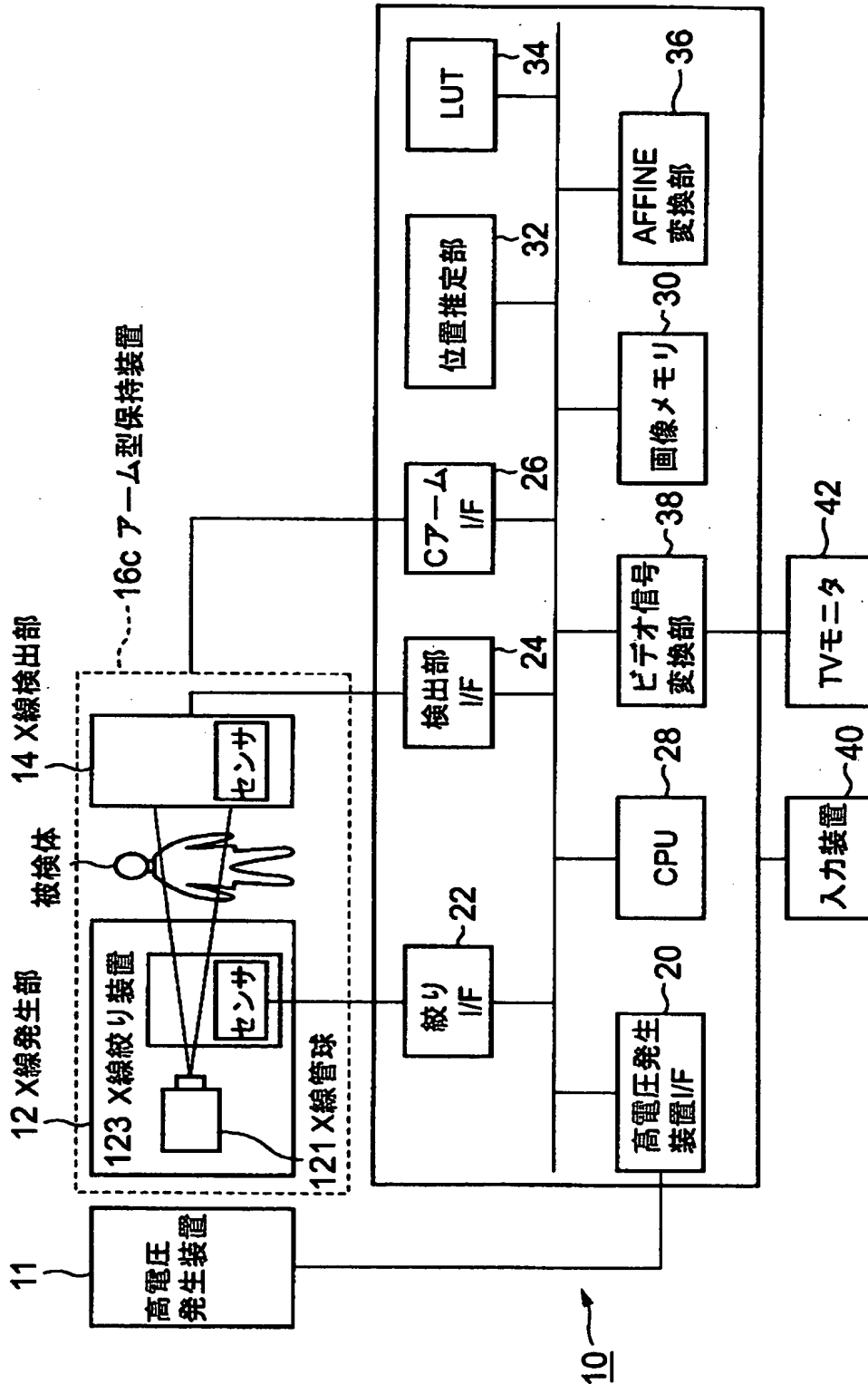
4 0 … 入 力 装 置

4 2 … T V モ ニ タ

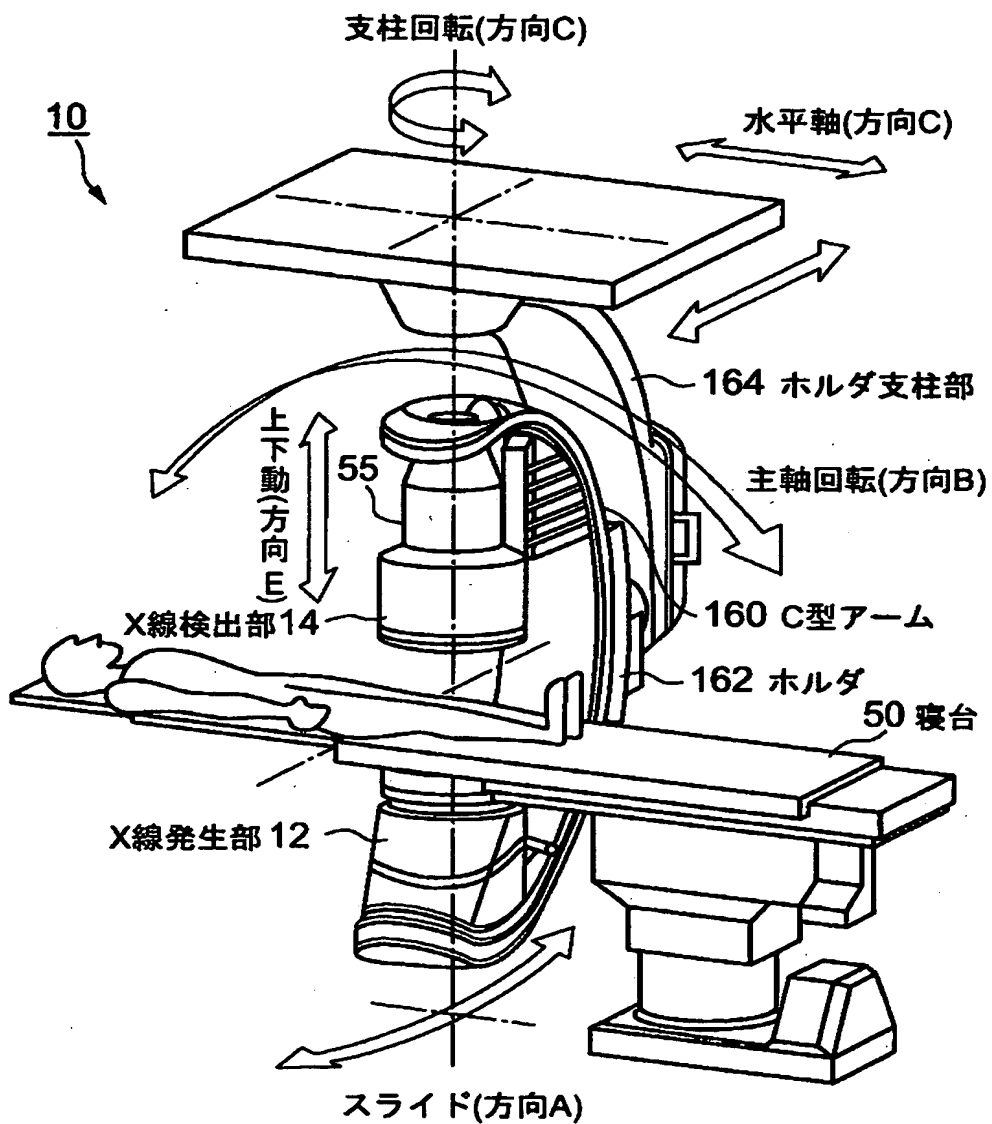
【書類名】

図面

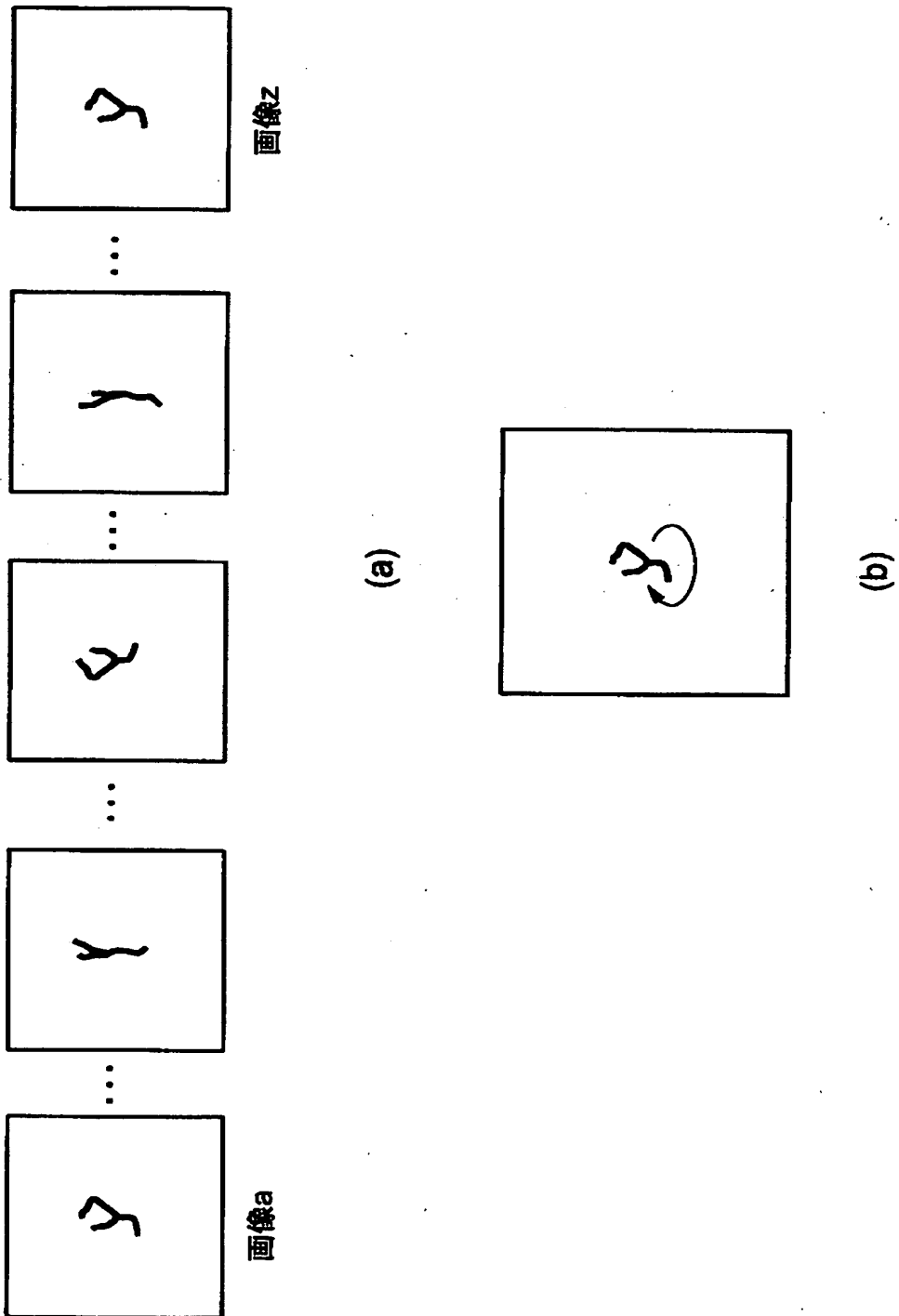
【図 1】



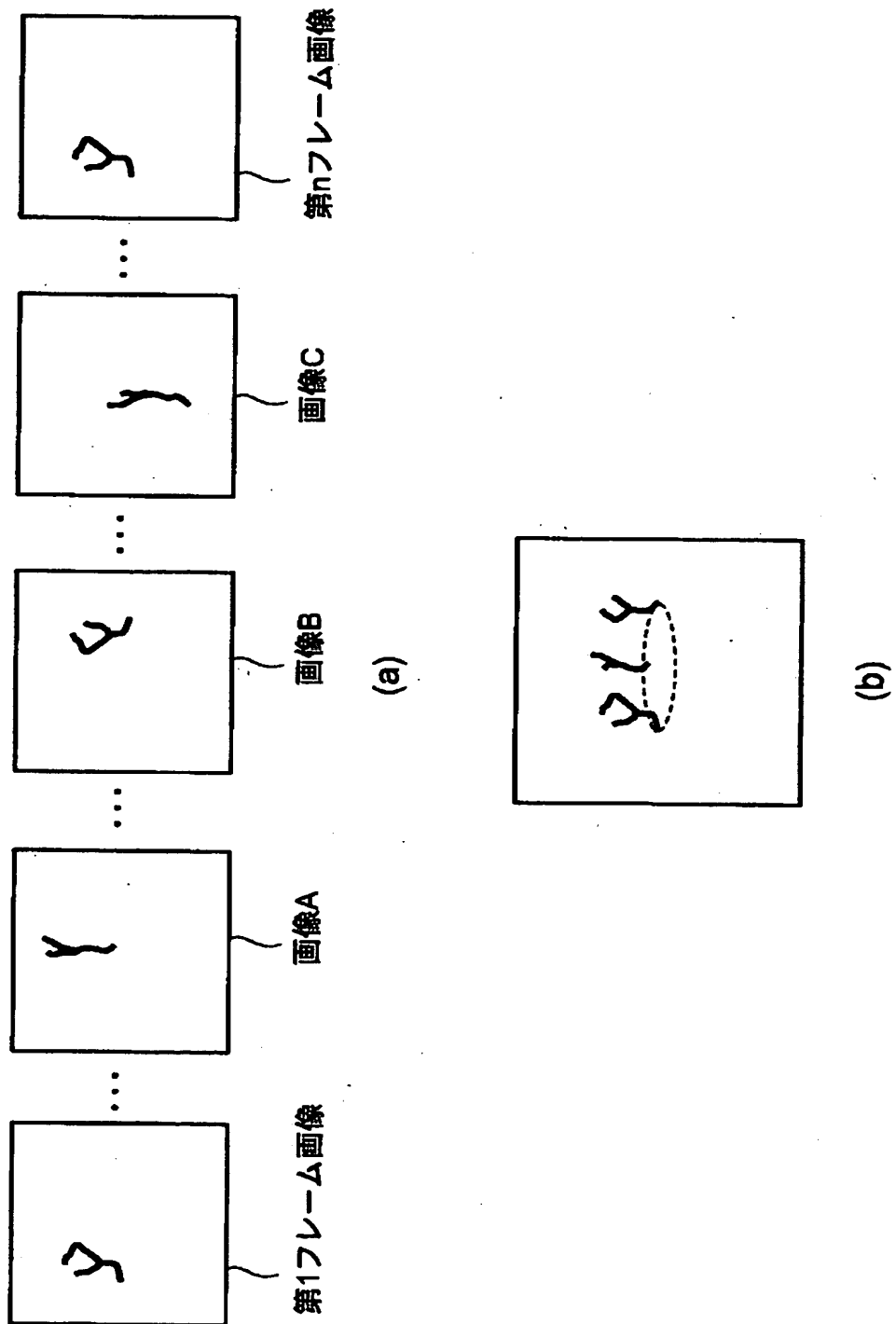
【図 2】



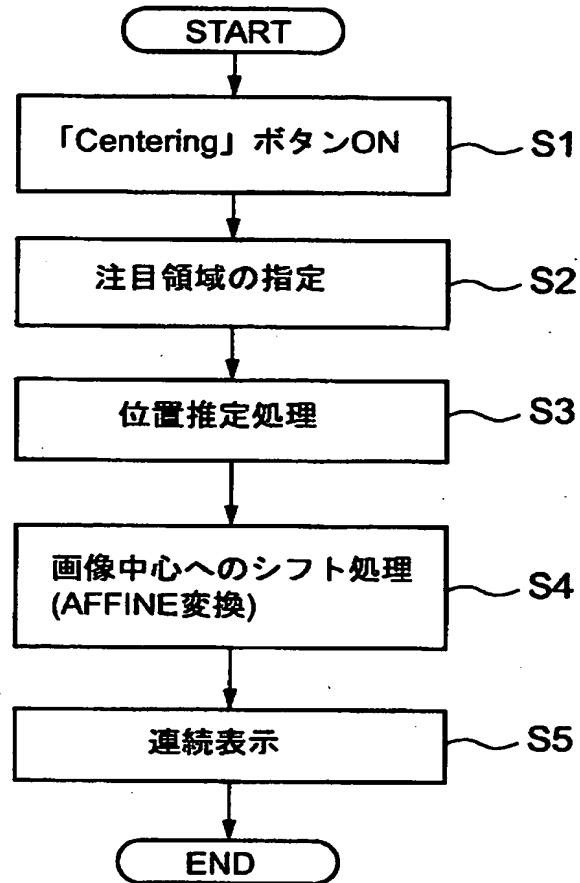
【図3】



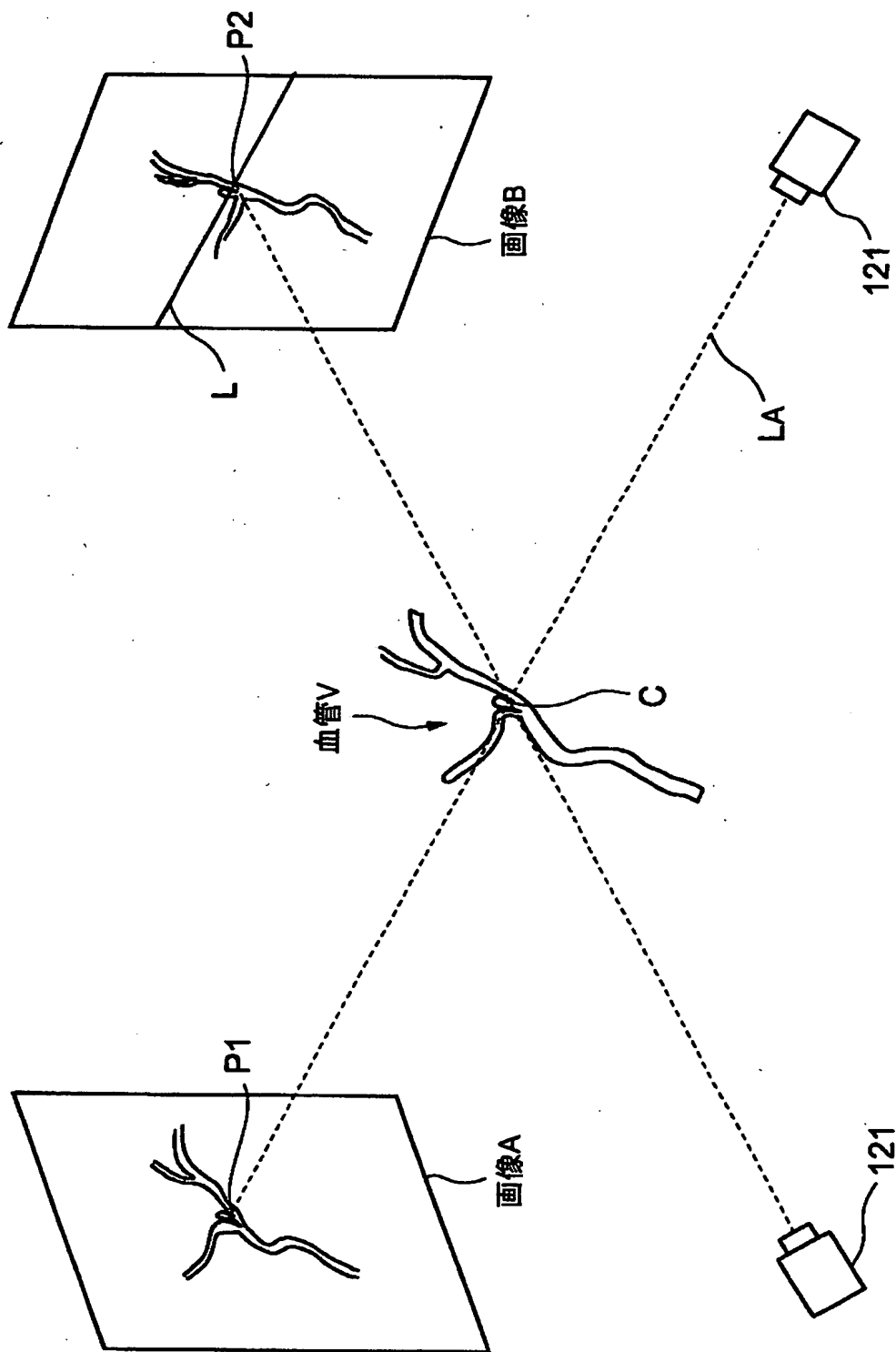
【図 4】



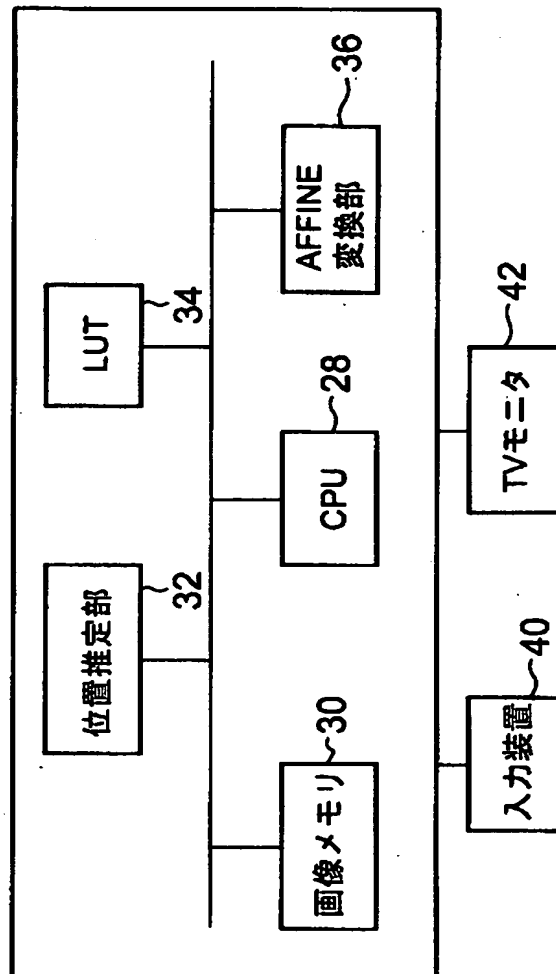
【図5】



【図6】



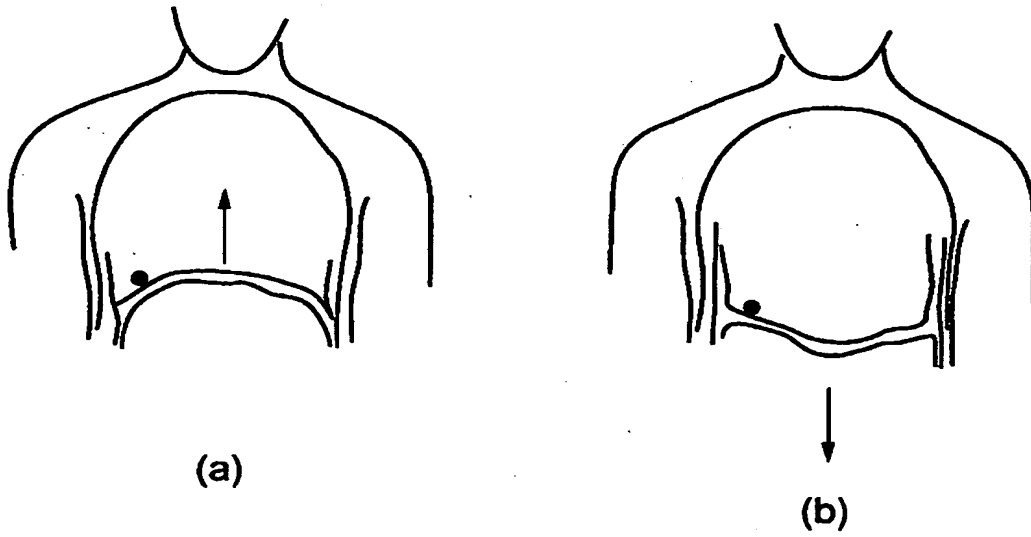
【図7】



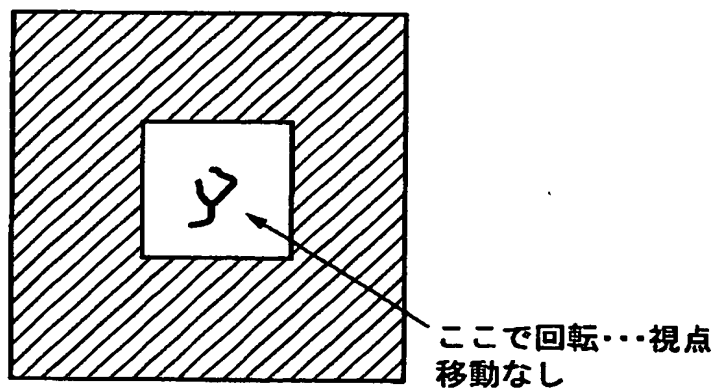
【図8】



【図9】



【図10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 注目領域が常に画像中心に表示されるようになり、注目領域を観察力を高いレベルに保ったまま、または集中度を保ったまま観察できる画像処理装置、X線診断装置を提供すること。

【解決手段】 連続表示することで動画像を構成する複数の静止画像のうち、少なくとも2枚の画像に対しては入力装置40によって注目領域を特定し、残りの画像については、幾何学的計算等により当該注目領域に対応する対応領域を位置推定部32によって推定し、各画像において各注目領域又は各対応領域を各画像中心にA F F I N E変換部36によってシフトし、当該シフト後の各画像によって連続表示を行う画像処理装置、X線診断装置。

【選択図】 図1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日
[変更理由] 新規登録
住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名 株式会社東芝
2. 変更年月日 2001年 7月 2日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名 株式会社東芝